

【物件名】

提出刊行物 1

[提出刊行物 1]

【添付書類】

6 244

⑤ 日本国特許庁 (J P)

⑩ 特許出願公開

③ 公開特許公報 (A) 昭61-265151

⑥ Int. Cl. 4

機別記号

庁内整理番号

④ 公開 昭和61年(1986)11月22日

A 61 N 1/35

6482-4C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全6頁)

⑨ 発明の名称 患者の衰弱した筋肉群の再訓練を患者が開始する方法

⑪ 特 願 昭60-105719

⑫ 出 願 昭60(1985)5月17日

⑬ 発 明 者 カール、ジェー、イル アメリカ合衆国オレゴン州、ヒルズボロ、ボックス、292

ビセイカー

ジー、ルート、3

⑭ 出 願 人 カール、ジェー、イル アメリカ合衆国オレゴン州、ヒルズボロ、ボックス、292

ビセイカー

ジー、ルート、3

⑮ 代 理 人 弁理士 佐藤 一雄 外2名

【裏面有】



明 細 書

1. 発明の名称

患者の衰弱した筋肉群の再訓練を患者が開始する方法

2. 特許請求の範囲

- (1) 患者により意図的に選択された筋肉群中に患者が自発的に筋電図信号を発生する過程と、そのようにして発生された筋電図信号が所定の閾値を有する時に検出する過程と、その検出された筋電図信号からより強い刺激信号を発生する過程と、筋電図信号の検出とはほぼ同時に刺激信号を患者の衰弱した筋肉群へ送つて、患者により知覚された刺激信号に対する筋肉応答を発生させて、自発的に開始された筋電図信号にตอบสนองさせる過程とを備えることを特徴とする患者の衰弱した筋肉群の再訓練を患者が開始する方法。
- (2) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、前記刺激信号は所定の長さの送信時間だけ送ら

れ、その送信時間が経過した時に非送信の休止が存在し、その休止時間は送信時間よりも長いことを特徴とする方法。

- (3) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、衰弱した筋肉群は患者の肢内にあり、自発的に開始される筋電図信号は同じ肢内であるように患者により意図的に選択された筋肉群中に発生されることを特徴とする方法。

- (4) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、患者の衰弱した筋肉群は患者の肢内に含まれ、自発的に開始される筋電図信号はその肢ではない別の肢内の筋肉内に発生されるように患者により意図的に選択されることを特徴とする方法。

- (5) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、自発的に開始された筋電図信号は患者の衰弱した筋肉群中に発生され、前記刺激信号は同じ衰弱した筋肉群へ伝えられることを特徴とする方法。

- (6) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、自発的に開始された筋電図信号は患者の衰弱し

特開2011-265151(2)

ていない筋肉群中に発生され、筋電図信号は患者の衰弱した筋肉群へ伝えられることを特徴とする方法。

2. 発明の詳細な説明

〔産業上の技術分野〕

本発明は衰弱した筋肉群を再訓練する装置および方法に関するものである。とくに、本発明は、治療を受けている患者により自発的に筋肉群中に開始された筋電図（EMG）信号を検出して、その患者により開始された信号にตอบสนองして人工的な刺激信号を衰弱した筋肉群へ送る、患者により開始される応答装置（FIR）によって衰弱した筋肉群を再訓練する装置および方法に関するものである。

〔従来の技術〕

人体の筋肉群は種々の原因で衰弱するようになる。最も一般的な筋肉衰弱原因の1つは卒中（stroke）である。筋肉衰弱は神経障害、および神経と筋肉の少くとも一方のある種の萎縮によ

(3)

信号を検出し、その人工的な刺激信号を衰弱した筋肉群へ送る装置を指す。

〔発明の目的〕

本発明の目的は衰弱している筋肉群の再訓練のための患者により開始される応答装置を得ることである。

本発明の別の目的は、衰弱している筋肉群中の筋電図信号を検出し、人工的な刺激信号をその同じ衰弱している筋肉群へ送るFIRを得ることである。

本発明の更に別の目的は、筋肉群中の筋電図信号を検出し、人工的な刺激信号を衰弱している筋肉群へ送るFIRを得ることである。

〔発明の概要〕

本発明は衰弱しているか、衰弱していない筋肉群中の筋電図信号を検出する経皮電極を利用する。検出された信号は制御装置へ送られる。その制御装置はその信号を解析して、その信号が可変しきい値検出回路により設定されているレベルをこえるか否かを判定する。そのレベルをこえておれば、

(5)

つても起る。衰弱した筋肉群は、神経刺激に応じて筋肉を再訓練することによって正常な機能を行えるまでに回復させることができる。

筋肉群の中に挿入された電極、または筋肉群に近い患者の皮膚の上に置かれた電極を通じて筋肉群へ刺激インパルスを送る装置によつて、衰弱した筋肉群は外部から刺激されていた。

人工的な刺激すなわち外部からの刺激は各種の形態をとる。1つの形態はコンピュータ化した刺激発生器であつて、患者の筋肉の動きを発生する定められたパターンで刺激インパルスを発生するように構成されている。別の形態は物理療法士（physical therapist）または患者により手動で開始され、電極と刺激電流を含む電気回路を単に完結することによつて人工的な刺激を発生することを含む。ある図では、この種の装置を患者により開始される応答装置と呼ぶことができるが、本願明細書でこの用語を使用する時は、患者により自発的に発生されて、人工的な刺激信号を発生する装置をトリガする信号として作用する筋電図

(4)

その回路は人工的な刺激信号を発生して、その刺激信号を衰弱している筋肉群の近くへ設けられている経皮電極へ送る。

したがつて、この装置は筋肉群中に患者により自発的に発生された筋電図信号を検出し、それから人工的な刺激信号を発生して、その刺激信号を衰弱した筋肉群へ送るために使用できる。ある場合には、患者により開始された信号と人工的な刺激信号は同じ筋肉群に作用を及ぼす。他の場合には、患者は1つの筋肉群中に自発信号を開始することにより他の筋肉群を人工的に刺激する。

〔実施例〕

以下、図面を参照して本発明を詳しく説明する。

まず図1図を参照する。治療を受けている患者12が一連の導線および1組の経皮刺激電極により、患者により開始される応答装置（FIR）10に接続される。患者の左下肢に刺激電極14と、基準電極16と、接地電極18とがとりつけられている。患者の右下肢に遮断電極20、22がとりつけられている。

(6)

【裏面有】



特開昭61-265151(9)

それらの電極は一直線のシールド線により制御部11へ接続される。能動電極14は線24により接続され、基準電極16は線25により接続され、接地電極18は線26により接続され、漏路電極20、22は線30、32によりそれぞれ接続される。

線24～32は細小型の電話用プラグで終端できる。すなわち、線24はプラグ34で終端させられ、リード28、29は共通の基準/接地プラグ36で終端させられ、線30、32は1個の漏路プラグにより終端させられる。

次に第2図を参照する。この図には制御部11が示されている。プラグ34はジャンタ40により制御部11に接続される。プラグ36、38はジャンタ42、44によりそれぞれ接続される。第2図の残りの部分は第3図を参照して従って説明する。

次に第3図を参照する。電極14～22が制御部11のブロック図とともに表示されている。電極14、16により受けられた能動電極(MM)信号が一対の1メガオーム抵抗46、48をそれぞれ介して制御部11の前置増幅器50へ与えられる。電極18は接地さ

(7)

56aと56b、56dが閉じられる。この位置では整流器58からの出力がモータ60と、人工的な刺激信号を発生する回路に与えられる。スイッチ58がTMM位置へ動かされると、整流器58からの信号は人工的な刺激信号発生回路のみへ送られる。

スイッチ58がMM/TMM位置またはTMM位置へ動かされると(それにより刺激信号を発生する)、整流器58からの増幅されたMM信号がしきい値検出器48へ与えられる。このしきい値検出器のしきい値レベルはしきい値検出器調整器64により設定される。所定のMMしきい値レベルに達すると、増幅されたMM信号がしきい値検出器48をトリガし、制御部の部品が動作させられて人工的な刺激信号を発生する。

しきい値検出器48をトリガするのに十分な強さのMM信号が、制御部11の他の部分、ここでは論理手段と呼ぶ、を動作させる。人工的な刺激信号の周波数を決定するレートクロック66の動作が開始される。レートクロック66は刺激率調整器68により調整できる。パルス幅単安定回路70が個々

(8)

れる。電極14、16、18のどこをどこでは信号受信電極手段とまとめて呼ぶこととする。

増幅されたMM信号はMMファイル52と、別の増幅器54と、整流器56とを通過される。

三位電極能動スイッチ58により患者または物理療法士は制御部の3つの機能のうちの1つを選択できる。それらの機能はそれぞれ次の通りである。オペレータはモータ60の指示により患者により開始されたMM信号のレベルを単に監視する。オペレータは、人工的な刺激信号の発生を通じて経皮電気神経刺激器(TMM)として制御部11が動作する機能を選択できる。または、オペレータは患者により開始されたMM信号のレベルの監視と同時に、人工的な刺激信号の発生とを行うことができる。

スイッチ58が第2図に示すスイッチについて示されているMM位置へ動かされると、スイッチ58の接点58a、58bが閉じ、そのために整流器58からの信号モータ60だけへ送られる。スイッチ58がMM/TMM位置へ動かされると、接点58a、

(9)

の人工的な刺激信号パルスの幅を制御する。

ドエルオン単安定回路72がレートクロック66と同時にトリガされる。ドエルオン単安定回路72の動作時間が経過すると、ドエルオフ単安定回路74がトリガされる。

レートクロックの出力と、パルス幅単安定回路の出力と、ドエルオン単安定回路の出力と、ドエルオフ単安定回路の出力とが加算ロジック76により加え合わされる。レートクロックと、パルス幅単安定回路と、ドエルオン単安定回路と、ドエルオフ単安定回路とをまとめて信号発生手段と呼ぶこととする。加算ロジック76が適切な入力パターンを受けると、加算ロジック76はいわゆる論理手段出力を発生する。その出力はトランス・ドライバ78を制御する。このトランス・ドライバは刺激増幅器調整器80を介して刺激パルスの振幅を制御し、昇圧トランス82を制御する。ドライバ78とトランス82は増幅器と呼ばれるものを構成する。

トランス82と整流器スイッチ58の間の回路に

(10)

特開明61-265151(4)

2個のトランス分巻ダイオード84, 86が挿入される。制御器11のオペレータは、2個の刺激電極のうちのどれに人工的な刺激信号を加えるかをスイッチ98により選択できる。実際には、スイッチ98は超小容量薄膜電圧ジャック44(第2図)の一部であつて、2個の接点88a, 88bと、可動片88cとを含む。可動片88cは接点88bに導電接触させられるようにばねにより偏倚させられる。プラグ38が制御器11のプラグに差しこかれると、スイッチ98の可動片88cが接点88aに接触し、それにより人工的な刺激信号が遮断刺激電極へ送られる。ジャック44にプラグが挿入されないと、可動片88cが接点88bに接触し、人工的な刺激信号が絶縁電極へ与えられる。

典型的なEMG信号の電圧は1~100マイクロボルト、周波数は50~400Hzである。制御器の出力は20~80ボルトの電圧と、40~120Hzの周波数を有する。その周波数は調整器56により調整される。治療を受ける患者にとっては50Hzの周波数が最も好適であることが実験により見出され

(11)

れる。遮断電極は患者または制御器にはとりつけられない。制御器11へはスイッチ98により電力が供給される。

EMG信号が絶縁電極14と遮断電極16の間で検出される。接地電極18により装置の性能が向上し、より広いセンサ面積を与える。表面電極を対として使用することによりEMG信号の検出が局所化される。

前記したように、EMG信号は前置増幅器50により増幅されてフィルタ52へ与えられる。フィルタ52は、患者が商用電源を用いる電気機器の近くに居る時にこの雑音へ加えられることがある望ましくない周囲の電氣的インパルス除去する。

所定の強さのEMGが荷重のトリガ信号として検出できるようにするために、しきい値検出器82はしきい値検出器調整器84により調整できる。先に説明したように、クロック66と不安定回路70, 72, 74が加算ロジック76へ出力を与える。この加算ロジックは筋肉群の人工的な刺激として最終的に検出する出力を発生する。

(13)

ている。また、人体の皮膚は1000~3000オームの抵抗値を有することが見出されている。以上の説明から、電極14, 16, 18は非常に広い範囲の電圧を取り扱うことができなければならないことがわかるであろう。

また、前置増幅器50はマイクロボルト範囲で動作し、しかも20~80ボルトの電圧から駆動されなければならない。抵抗46, 82と、入力保護ダイオード92, 94, 96を含むことによりトランスの出力電圧が前置増幅器を損傷することを阻止する。同様に、ダイオード84, 86により、電極により受けられたEMG信号に対するトランス82のインピーダンスが比較的低くなることを阻止する。それにより、EMG信号を前置増幅器へ正しく与えることができる。

ここで、患者12が左太腿の衰弱した筋肉群の再訓練を受けており、その太腿の筋肉群は神経系からEMG信号を依然として受け、左脚をわずかに動かすことができると仮定する。表面電極は左脚の左側のみに第1図に示すようにしてとりつけら

(12)

前置信号発生手段を含んでいないと、この状態は発振状態に入り得ることがわかるであろう。その発振状態が起ることを阻止するために、調整器84により設定されたしきい値をこえたEMGがレートクロック66とドエルオン不安定回路72を同時にトリガする。レートクロック66は刺激率調整器68によつて80Hz附近の周波数に一般にセットされる。レートクロック66とパルス幅不安定回路70は増幅された刺激信号の周波数を一緒に決定する。ドエルオン不安定回路72が、ドエルオン時間調整器100(第2図)により設定されるように、第1の所定の時間を定める。ドエルオン不安定回路により定められた時間が経過すると、ドエルオン不安定回路74が、ドエルオン時間調整器102(第2図)により設定される第2の所定の時間を定める。しきい値検出器とドエルオン不安定回路の組合せにより、いわゆる信号発生手段を構成する。ドエルオン不安定回路は引き続いて患者により開始されるEMG信号、または制御器11により発生さ

(14)

【裏面】



特開2011-265151 (5)

れる信号が、所定の時間内に電圧をトリガすることとは被阻止する。したがって、ここではそのドエルオフ準安定回路のことを刺激信号の発生の再開始を阻止する手段と呼ぶ。

先に説明したように、人工的な刺激信号の強さをならねば刺激電圧80Vより20〜80Vの間に定電圧を発生させることができる。このようにしてトランス82により発生された信号は、再刺激されている患者の筋内群へ能動電極14を通じて送られる。この能動電極14は、刺激電圧14または刺激電圧14または刺激電圧14として機能する。この場合には、受信電極と刺激電極は共通のヘッジング内に納められる。患者により開始される筋電図信号を受けるためにはかなり小型の電極で十分であるが、電極がとりつけられている患者の皮膚が火傷することを防止するため、刺激電極としては多少大きい電極を必要とする。

本発明の人工刺激信号の電圧は20〜80ボルト、電流は20〜80mAアンペア、周波数は40〜120Hzである。皮膚に生ずる火傷が最も少ないという点で、

(15)

にトリガされ、電極電圧20、22が患者の右腕に当てられたとすると、刺激電圧11内に発生された信号が患者の右腕の伸筋へ加えられる。電極をこのように当てることにより、患者は左腕にEMG信号を開始することにより、右腕の衰弱した筋内群を患者が刺激できる。明らかに、信号を受ける電極は任意の位置で筋内の近くに位置させることができる。信号を受ける電極と刺激電極はこの状況においては独立して納められる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の患者により開始される応答電圧を利用している患者を示す略示の説明図、第2図は本発明の装置の側面図の正面図、第3図は本発明の装置の略略化したブロック電圧回路図である。

11…刺激電圧、14…能動電極、16…基準電極、18…接地電極、20、22…電極電圧、50…刺激増幅器、52…フィルタ、56…整流器、58、60…切換スイッチ、62…しきい値検出器、64…しきい値検出

(17)

約80Hzの周波数が最も好ましいことが見出されている。典型的な人工刺激信号の持続時間は100〜500ミリ秒で、その後3〜10秒の休止時間が続く。持続時間がドエルオン準安定回路により決定され、休止時間はドエルオフ準安定回路が決定される。

人体は1秒間に約10回EMG信号を与えられた筋内群へ与えることができるが、筋内群を再刺激するために必要な数の人工刺激信号をそのようなくり返し率で与えると、電極が当てられている患者の皮膚が簡単に火傷することになる。更に、そのように速く繰り返しの刺激では衰弱している筋内群を希望通り再刺激することはできない。

再び第1図を参照して、不十分なEMG信号を受ける筋内群を再刺激することを患者が求めたとすると、筋内群は衰弱していない筋内群において検出されたEMG信号によりトリガされる人工的に発生された信号により再刺激できる。この場合には、患者の左腕のEMG信号を電極14、16、18が強固として検出し、電極20、22がジャンク44

(16)

図面参照、66…レートクロック、68…刺激電圧発生器、70…パルス幅安定回路、72…ドエルオン準安定回路、74…ドエルオフ準安定回路、76…加算ロジック、78…トランスドライバー。

出願人代理人 株式会社

特開2006-265151 (B)

